



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**

FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO
FUNDACIÓN HOSPITAL “NUESTRA SEÑORA DE LA LUZ” I.A.P.
DEPARTAMENTO DE CÓRNEA Y CIRUGÍA REFRACTIVA

**EVALUACIÓN DEL FLAP CORNEAL POR TOMOGRAFÍA
ÓPTICA COHERENTE DE SEGMENTO ANTERIOR EN
PACIENTES OPERADOS DE LASIK A LAS 24 HORAS**

**T E S I S
PARA OBTENER EL TÍTULO DE CIRUJANO OFTALMÓLOGO
P R E S E N T A :
D R . E S A Ú M A R T Í N E Z L O R T Í A**

ASESORES: DRA. REGINA VELASCO RAMOS
DR. OSCAR BACA LOZADA
DR. ALEJANDRO BABAYÁN SOSA



MÉXICO, D.F.

AGOSTO 2010



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

A mis maestros, en especial a la Doctora Meré.

Índice

Introducción	3
Antecedentes	10
Objetivos	12
Material y Métodos	13
Resultados	15
Discusión	17
Conclusiones	19
Anexos	20
Bibliografía	24

Introducción

El *Laser in situ Keratomileusis* (LASIK) es la cirugía refractiva más comúnmente realizada, se considera segura, efectiva y una forma precisa de tratar la ametropía. Para la realización de la cirugía LASIK, es necesario el uso de microquerátomos, que inciden la córnea con diferentes grados de inclinación y profundidad, según el tipo y calibre de microquerátomo.

La idea de modificar la forma de la córnea, con el fin de corregir ametropías esféricas de origen corneal (axial o afáquica), se remonta a 1949: J. I. Barraquer M. 1950: A. Poyales y 1951: Sato. En 1949 el profesor José Ignacio Barraquer Moner, en sus notas preliminares tituladas Queratoplastia Refractiva, propuso la queratoplastia como un nuevo invento para modificar la refracción de ojos amétropes, sin comprometer la transparencia corneal. En 1958 empezó a hacer tallado manual de los implantes corneales, levantando un flap corneal, congelándolo y dándole un nuevo radio de curvatura con un torno. Hasta 1962, el Prof. Barraquer obtenía manualmente el colgajo corneal, y en 1963 desarrolló un microquerátomo ad hoc, basado en el electroquerátomo del Dr. Castroviejo. Más tarde, el Prof. Ioannis Charamis, propuso el nombre de “Queratomileusis”, del griego kerato = córnea y mileusis = esculpido. En años posteriores, se aplicó a esta técnica quirúrgica el «**láser excímer**», pasando a ser conocida como **LASIK** (Laser In situ Keratomileusis), y permitiendo una ejecución más sencilla y resultados más predecibles.

El microquerátomo es un instrumento quirúrgico diseñado por el profesor José Ignacio Barraquer Moner en 1963 con el fin de realizar resecciones lamelares esféricas corneales con un diámetro y grosor predeterminados. El término “microquerátomo” es una abreviatura de micro-electro-querátomo; este instrumento se basaba en el principio

de “el cepillo del carpintero”, y a pesar de los nuevos diseños, la mayoría conservan el mismo principio inicial descrito por su inventor. En 1964, Strampelli describió un electroquerátomo para hacer resecciones corneales basado en el moldeado. En 1966, Katzin y Martínez describieron su queratofacotomo para cortar lentículos basado también en el moldeado. En 1969, Elstein y Katzin describieron un nuevo prototipo de microquerátomo.

En 1972, el profesor Draeger propuso realizar resecciones corneales mediante una lamelotomía con cuchilla circular, y en 1975, presentó un querátomo rotatorio para cirugía refractiva. En 1986, Krumeich y Swinger desarrollaron un juego de instrumentos para realizar queratomileusis sin congelación. En 1991, Ruiz y Lenchig terminaron un nuevo modelo de microquerátomo que se desliza automáticamente sobre un anillo; más tarde, modificaron el anillo, facilitando su estabilidad por succión y dándole ajuste de altura. En 1993, Guimaraes desarrolló un modelo llamado microquerátomo Clear. En 1994, Hoffman y Seiler desarrollaron un querátomo con un anillo de succión con una cuchilla de zafiro (microquerátomo Schwind). En 1995, Kpepenick introdujo un microquerátomo especialmente diseñado para realizar queratomileusis “in situ” con lentes individuales de aplanamiento, que podían ser cortados y secados para obtener el ajuste deseado (Queratotomo Universal Phoenix). En 1995, C. Carriazo y J. I. Barraquer empezaron sus estudios preliminares para hacer colgajos con “bisagra superior” en LASIK como una nueva técnica quirúrgica, y en 1996 introdujeron el microquerátomo Carriazo-Barraquer, diseñado para dejar la bisagra en cualquier cuadrante de la córnea. En 1997, la casa Chiron desarrolló un nuevo prototipo de microquerátomo para bisagra superior con un sistema de avance automático con un trayecto de forma curva. En los últimos años han estado apareciendo nuevos microquerátomos con anillos, formas,

cabezales y cuchillas que siguen el principio de Barraquer (Amadeus, Nidek) y son más grandes que la mayoría de los existentes.

Hoy en día hay nuevas tecnologías diferentes a la del microquerátomo mecánico, como el microjet (no disponible comercialmente) y el láser de femtosegundos, que está en investigación. Las últimas tecnologías son más complicadas en su ensamblaje, más caras y necesitan mayor mantenimiento. Carriazo presentó un nuevo concepto de microquerátomo, que usa un sistema pendular, que evita el contacto con cualquier cuadrante corneal y funciona a una baja presión de succión.

Microquerátomo Hansatome

Es una unidad de cuatro piezas. Tiene una cuchilla con movimiento oscilatorio inclinada a 26° y una placa fija. Su motor desarrolla una velocidad de 8.000 rpm. El cuerpo del instrumento tiene un sistema de engranaje que se acopla sobre un riel curvo colocado lateralmente en el anillo y permite el desplazamiento sobre él guiado por el mismo motor que maneja la cuchilla cortante. Tiene una guía lateral curva diseñada para guiar y permitir el deslizamiento del microquerátomo sobre la superficie anterior del anillo de fijación manteniendo un plano de corte constante.

El cabezal tiene 2 piezas independientes, la primera se guía dependiendo de si el ojo es el derecho o el izquierdo, y la segunda posee un orificio que se acopla con un eje de rotación localizado en el anillo. Fue diseñado para crear una bisagra de posición superior y crea discos de 160 y 180 micras de profundidad, utiliza una cuchilla desechable con un sostenedor fijo. La reproducibilidad del colgajo tiene una desviación estándar de 20.8 a 26.3 micras

Microquerátomo Moria 2

El microquerátomo está compuesto por un sistema de corona, que por medio de una guía tubular se acopla a un pivote localizado en el anillo. Esto evita el uso de rieles y engranajes externos. El modo de avance automatizado tiene una doble tracción: la corona del cabezal se acopla al pivote sobre el anillo, quedando engranada en sus dientes de forma diferente a otros microquerátomos automatizados. El motor hace rotar el pivote, y éste transmite su movimiento a la corona. Al usar anillos que pivotan sin una corona, el cabezal puede rotar libremente alrededor del pivote; esto permite al cirujano rotar manualmente el microquerátomo durante el corte. El cabezal tiene una abertura superior con un rodete para colocar el motor. Una hendidura lateral, que atraviesa el cabezal, permite la introducción de la cuchilla. Tiene una guía curva lateral que permite el deslizamiento del microquerátomo sobre el anillo de succión y lo mantiene en posición correcta. En el lado contrario del cabezal hay una guía vertical cilíndrica que tiene un sistema de avance rotacional en su interior. El cabezal tiene una placa incorporada fija localizada delante de la cuchilla que aplanan la córnea y determina el grosor del colgajo.

En el centro del cabezal está el habitáculo de la cuchilla, que es una abertura que va de lado a lado del cabezal con una inclinación de 30°. La cuchilla está hecha de acero inoxidable y viene estéril con un soporte de cuchilla desechable. Se dispone de cabezales para cortes de 130, 160 y 180 micras de grosor del colgajo. El motor para el avance automático es eléctrico con dos ejes concéntricos. El eje interno rota a 15.000 revoluciones por minuto (rpm) y activa la oscilación de la cuchilla. El eje externo rota a 1.000 rpm aproximadamente y por medio de un engranaje de oruga se conecta a los piñones localizados dentro del cabezal que transmitirán el movimiento de avance del pivote. También se puede usar una turbina de nitrógeno. Los motores de turbina tienen

un torque mucho mayor que los motores eléctricos. El motor de turbina tienen solamente un eje para manejar la oscilación de la cuchilla a 17.000 rpm. Cuando se usa la turbina, el microquerátomo se avanza manualmente. La cuchilla está hecha de acero inoxidable y viene estéril con un soporte de cuchilla desechable. Este soporte tiene una protrusión que ayuda a engranar la cuchilla en su habitáculo sin riesgo de dañar el borde cortante. La forma especial del soporte ha sido desarrollada para asegurar una guía muy precisa en sus oscilaciones con el fin de conseguir un grosor de corte predecible y preciso.

Los anillos son muy pequeños para permitir acceso a todo tipo de ojos, incluyendo los pequeños y profundos. La unidad de poder Moria Evolution propulsa al microquerátomo Carriazo-Barraquer. Funciona con baterías. Esta unidad puede conducir un motor de turbina de nitrógeno o un motor eléctrico. El motor de turbina de nitrógeno sólo puede ser usado para la traslación manual del cabezal del queratomo. El modo automatizado requiere el uso del motor eléctrico. Tanto el motor eléctrico como el de turbina se suministran con el sistema para permitir al cirujano que elija el modo de avance. La unidad de poder provee el vacío para el anillo de succión por medio de dos bombas de vacío. Cuando se activa el vacío por el pedal correspondiente, se activa una bomba. La segunda actuará como un respaldo y sólo funcionará si la unidad de control detecta una pérdida de vacío. La unidad tiene varios dispositivos de seguridad tales como alarmas en caso de pérdida de vacío, baja carga de batería y presión de nitrógeno deficiente. También tiene un modo de bajo vacío. Recientemente, C. Carriazo modificó el sistema Carriazo-Barraquer original para su uso desechable y reusable sin engranajes en el cabezal El Moria 2 evita el inconveniente generado por el uso de engranajes. Puede ser utilizado manual o automáticamente. En este modelo el mango del anillo tiene un sistema rotacional especial que permite diferentes tamaños de bisagra.

Microquerátomo XP

Representa la última generación de microquerátomos mecánicos, tiene nuevas características diseñadas para mejorar el rendimiento y reducir la variabilidad del flap al tener un control más estrecho de la movilidad de la cuchilla. Entre sus características se incluye un motor sellado y manga que se puede meter a la autoclave, lo que evita posible atasco, permite un procedimiento estéril y evita que la solución salina se filtre al motor. El selector de ojo Derecho/Izquierdo facilita el cambio de cuchilla entre ojos, eximiendo la necesidad del desensamble total que el Hansatome requiere. Esto mejora la eficacia del procedimiento y minimiza la posibilidad de daño a la cuchilla durante el montaje. El nuevo diseño del anillo de succión tiene un pivote alto sin engranes externos, reduciendo el riesgo de interferencia con campos o pestañas, y evitando atascos del engranaje. La cabeza de corte tiene una cámara de recepción de flap modificada que permite que el flap mantenga su forma natural y se doble sobre sí mismo manteniendo un diseño de compresión cero, lo que minimiza el potencial de daño al colgajo o defectos epiteliales.

La cuchilla moldeada se conforma de nuevos materiales y se fija de forma diferente, eliminando dificultades de acoplamiento. Los estudios de reproducibilidad del espesor del colgajo en ojos de cerdo recién enucleados con los cabezales de 120 micras, 140 micras y 160 micras encontraron una variación menor, estadísticamente significativa ($P < 0.05$) a la medida del flap correspondiente, medido con método de sustracción por ultrasonido, que el flap obtenido por el microquerátomo Hansatome, encontrándose una disminución de la desviación estándar que van del 53.7% al 84.9% respectivamente.

Las complicaciones en la creación del flap han disminuido con el uso de los nuevos microquerátomos. Los resultados en cuanto a la visión no son diferentes empleando el Hansatome, Moria 2, XP o cualquier otro microquerátomo que consiga un buen colgajo. Los resultados refractivos son también totalmente comparables. Sin embargo, la facilidad de empleo del Hansatome y el hecho de que haga excelentes colgajos contribuyen a que el LASIK esté evolucionado desde ser una cirugía de resultados variables, hasta otra en la que los resultados están casi garantizados.

Antecedentes

En un esfuerzo para minimizar las complicaciones asociadas al procedimiento LASIK, predecir adecuadamente los resultados y entender la biomecánica de la córnea después de una cirugía refractiva, la adecuada medición del flap y espesor del estroma residual se ha vuelto de suma importancia, sobre todo en pacientes en los que se encuentran refracciones residuales o complicaciones, se han realizado estudios para medir el espesor del flap en el postoperatorio con ultrasonido y tomografía de coherencia óptica de segmento anterior (SA-OCT). El SA-OCT utiliza luz infrarroja de 1310 nm para visualizar el segmento anterior. La principal limitación de este instrumento es la pigmentación del epitelio posterior del iris que bloquea la penetración de la luz infrarroja. Usa de manera segura hasta 20 veces más poder que el OCT Stratus® por que el 90% de la longitud de onda más larga se absorbe en humor acuoso y vítreo, permitiendo un escaneo 20 veces más rápido disminuyendo el ruido y el error por movimiento. Así mismo el software elimina cualquier medición distorsionada inducida por factores de transmisión, capturando la totalidad del segmento anterior con una resolución aproximada de 10 micras. Estudios previos han demostrado que es posible realizar mediciones con una precisión de hasta 1 a 5 μm .

El sistema de adquisición de imágenes provee una imagen en video de la zona examinada y almacena las últimas 7 imágenes a un rango de 8 cuadros por segundo. Al final del examen, la imagen seleccionada es interpretada por un software (ver 2.0.1.88) y posteriormente reconstruida y analizada. Cuando el rayo de escaneo es perpendicular a las estructuras anatómicas, su reflectividad es muy alta; la orientación del tejido así como las diferencias de índices de refracción entre el aire y la película lagrimal crea el alto nivel de reflexión observada centralmente en la película lagrimal. Cuando a un paciente se le pide que mantenga su vista en el punto de fijación mostrado por la mirilla

del instrumento se considera que el rayo de escaneo cae perpendicular a la superficie corneal, resultando en el alto perfil de reflectividad observado y que se correlaciona con el vertex corneal. Los hallazgos de las imágenes de SA-OCT son concordantes con estudios histológicos. La interface corneal, posterior a un procedimiento LASIK, puede visualizarse como una línea de alta reflectividad. Al medir la distancia desde la superficie del epitelio corneal a la interface, es posible evaluar el espesor del flap; de la misma forma, al medir la distancia de la interface al endotelio corneal es posible evaluar el espesor del lecho estromal residual. Además permite evaluar la totalidad del flap, lo que es importante para entender su morfología y las incisiones creadas por los diferentes microquerátomos.

Estudios previos reportan que el SA-OCT arroja una diferencia de $16.5 \pm 11.7 \mu\text{m}$ en relación a la paquimetría US, sin embargo aún no se ha establecido cuál de estas mediciones se aproxima más al grosor corneal real. En una serie de 155 ojos se encontró que la paquimetría por SA-OCT era mayor por $26.3 \mu\text{m}$ a la encontrada por ultrabiomicroscopía (USG 50 MHz).

Objetivos

Determinar los cambios del flap corneal que se observan en pacientes operados de LASIK por medio de SA-OCT.

Determinar las diferencias que existen en el patrón de corte entre los diferentes microquerátomos usados, y la regularidad de los mismos, por medio de SA-OCT.

Correlacionar la profundidad del flap con el grosor corneal esperado para la placa de microquerátomo usado, por medio de SA-OCT.

Determinar la utilidad del SA-OCT en el diagnóstico de complicaciones tempranas en pacientes operados de LASIK.

Evaluar las nuevas características de medición del software 2.0.1.88 del SA-OCT Visante®, Carl Zeiss Meditec Inc. Dublin Calif. USA.

Material y Métodos

Diseño del Estudio:

Es un estudio transversal, prospectivo, observacional, descriptivo de una serie de casos que se llevo a cabo de Mayo a Agosto de 2009 en el Departamento de Córnea y Cirugía Refractiva de la Fundación Hospital Nuestra Señora de la Luz, I.A.P.

Criterios de Inclusión:

Pacientes miopes sin historia de enfermedad sistémica u ocular que fueran candidatos y se sometieran a cirugía LASIK, y que cumplieran con el protocolo de revisión postoperatorio.

Criterios de exclusión:

Se excluyeron aquellos ojos de pacientes que presentaron complicaciones transoperatorias en la obtención del flap, y ojos a los que se les realizó retoque.

Criterios de eliminación:

Se eliminaron los ojos de pacientes a los que no se pueda realizar el estudio por poca cooperación, y aquellos a los que no se pueda realizar el protocolo completo de PO LASIK incluido en el software del tomógrafo, que no contaran con la información del microquerátomo usado, o que no tuvieran paquimetría pre quirúrgica.

Instrumentación

En todos los pacientes se realizó sin complicaciones el procedimiento LASIK, incidiendo la córnea con los microquerátomos XP™ 120 micras y 140 micras (Bausch and Lomb, Salt Lake City, Utah, USA), Hansatome™ 160 micras (Bausch and Lomb, Salt Lake City, Utah, USA), y Moria 2™ 130 micras. Se realizó ablación convencional usando la plataforma Visx Star S4™ (software ver 4.51, Visx, Santa Clara, Cal. USA), siguiendo la rutina para este procedimiento y sin complicaciones transquirúrgicas o postoperatorias.

A todos los pacientes se les realizó una exploración oftalmológica a las 24 horas. En dicha visita se les practicó un examen con SA-OCT (Visante®, Carl Zeiss Meditec Inc. Dublin Calif. USA) usando el protocolo incluido en el software 2.0.1.88 para PO-LASIK, se realizó un escaneo de alta resolución corneal mejorada por un examinador ajeno a la realización del procedimiento refractivo, la valoración cubrió una longitud de 10mm en el eje horizontal (0°-180°) con una profundidad de 3 mm. La información fue procesada por el software para después ser almacenada en la base de datos, recuperada y analizada. Durante el análisis, se usó la función de “flap tool” para localizar automáticamente la superficie corneal y el endotelio. El cursor fue colocado manualmente a 0mm del eje, que representa el vertex corneal, usando la herramienta de “Caliper” se colocó el cursor en la línea de alta reflectividad que representa la interfase. La medición obtenida fue recabada; se repitió el procedimiento descrito colocando el cursor a los ± 1.5 y ± 3 mm del eje para obtener una valoración de la regularidad del flap a los 3 y 6 mm del eje.

Resultados

Se estudiaron setenta ojos (36 OD y 34 OI) de 38 pacientes (24 mujeres y 14 hombres) con una edad promedio de 32.8 años (rango \pm 9.7 años), En un paciente del grupo de Moria 2 solo se realizo procedimiento LASIK en el ojo derecho (OD) por anisometropia, se eliminaron 4 ojos (1 OD y 3 OI) del grupo de XP 140 por poca cooperación durante el estudio de SA OCT.

El perfil reflectivo mostró una interfase de profundidad media de 137.5 μ m (rango 103-181 μ m) a los 0 mm del eje en los 16 pacientes (16 OD y 15 OI) a los que se realizó el flap con microquerátomo Moria 2 de 130 micras (Ver tabla 1); el resultado de las mediciones excéntricas a \pm 1.5 mm y \pm 3.0 mm del vertex corneal dieron una profundidad promedio de 162.73 micras a -3 mm (rango 120-189 micras), 157.24 micras a -1.5 mm (rango 88-172 micras), 171.76 micras a +1.5 mm (rango 107-201 micras) y 179.28 micras a +3.0 mm (rango 155-188 micras) en el ojo derecho; y de 185.59 micras a -3 mm (rango 115-190 micras), 130.32 micras a -1.5 mm (rango 99-163 micras), 118.45 micras a +1.5 mm (rango 108- 182 micras) y 139.56 micras a +3.0 mm (rango 127-200 micras) en el ojo izquierdo (ver tabla 3).

Para los 8 pacientes (8 OD y 8 OI) a los que se realizó el flap con el microquerátomo XP 120 micras, la profundidad media de la interfase a los 0 mm del eje fue de 99.2 μ m (rango 94-105 μ m) (Ver tabla 1), el resultado de las mediciones excéntricas a \pm 1.5 mm y \pm 3.0 mm del vertex corneal dieron una profundidad promedio de 122.32 micras a -3 mm (rango 88-130 micras), 103.67 micras a -1.5 mm (rango 95-125 micras), 117.33 micras a +1.5 mm (rango 71-130 micras) y 113.95 micras a +3.0 mm (rango 107-122 micras) en el ojo derecho; y de 185.51 micras a -3 mm (rango 89-197 micras), 130.01 micras a -1.5 mm (rango 86-133 micras), 118.69 micras a +1.5 mm (rango 88-121 micras) y 139.52 micras a +3.0 mm (rango 115-150 micras) en el ojo izquierdo (ver tabla 3).

Para los 9 pacientes (8 OD y 6 OI) a los que se realizó flap con microquerátomo XP 140 micras, la profundidad media de la interfase fue de 108.4 μ m (rango 92-168 μ m) (Ver tabla 1), el resultado de las mediciones excéntricas a \pm 1.5 mm y \pm 3.0 mm del vertex corneal dieron una profundidad promedio de 153.39 micras a -3 mm (rango 101-187 micras), 144.43 micras a -1.5 mm (rango 92-185 micras), 117.73 micras a +1.5 mm (rango 105-168 micras) y 113.09 micras a +3.0 mm (rango 75-184 micras) en el ojo derecho; y de 137.32 micras a -3 mm (rango 113-193 micras), 135.66 micras a -1.5 mm (rango 104-197 micras), 134.86 micras a +1.5 mm (rango 108-193 micras) y 115.89 micras a +3.0 mm (rango 84- 175micras) en el ojo izquierdo (ver tabla 3).

Para los 5 (5 OD y 5 OI) pacientes a los que se les realizó el flap con microquerátomo Hansatome 160 micras, la profundidad media de la interfase se encontró a 120.7 μ m (rango 106-131 μ m) (ver tabla 1). El resultado de las mediciones excéntricas a \pm 1.5 mm y \pm 3.0 mm del vertex corneal dieron una profundidad promedio de 152.72 micras a -3 mm (rango 129-160 micras), 123.58 micras a -1.5 mm (rango 113-135 micras), 110.54 micras a +1.5 mm (rango 91-130 micras) y 122.00 micras a +3.0 mm (rango 115-138 micras) en el ojo derecho; y de 144.65 micras a -3 mm (rango 137- 172 micras), 130.85 micras a -1.5 mm (rango 113-147 micras), 110.03 micras a +1.5 mm (rango 100-128 micras) y 123.05 micras a +3.0 mm (rango 117- 146 micras) en el ojo izquierdo (ver tabla 3).

Discusión.

El SA-OCT es una tecnología de no contacto de alta resolución adaptada para evaluar las estructuras del segmento anterior, se reporta que realiza mediciones centrales y topográficas del flap, así como del lecho estromal de forma precisa y repetible. Debido a que es un método no invasivo el SA-OCT se considera ideal para pacientes en el postoperatorio inmediato. En nuestro estudio se realizó tomografía de coherencia óptica de segmento anterior a pacientes operados de LASIK en postoperatorio inmediato con la intención de determinar la regularidad y características del flap de forma segura y observar probables complicaciones tempranas, para la realización del estudio no se encontraron dificultades fuera de la necesidad de repetir la toma en el caso de los pacientes que tuvieran movimientos sacádicos o de fijación observados en el monitor del aparato, en el análisis de imágenes fue fácil la localización del flap pues se detecta automáticamente por el software. Sin embargo las mejoras incluidas en la última revisión del software, hacen más lenta la adquisición de imágenes para el análisis y no contribuyen de forma significativa para determinar el espesor del flap; otro inconveniente que observamos al momento de realizar la toma del estudio, es el descentramiento del flap corneal, mismo cuya posición variaba por motivos obvios, como es la colocación del anillo de succión y centrado transquirúrgico, así como el tipo de anillo usado, motivo por lo que las mediciones excéntricas y en el vertex no se pueden considerar correspondientes inter observador. Otro aspecto interesante a resaltar es que no se encontraron defectos tempranos en el flap o la interfase, al contrario de lo que reporta Jianhua Wag et al.²³ En cuyo trabajo observó cambios de grosor epitelial desde el primer día en pacientes operados de LASIK, así también reporta que el principal factor determinante en la medición del grosor del flap esperado es el microquerátomo usado y que la variación entre la medida obtenida y la esperada se encuentra en un rango de ± 20 micras.

El espesor del flap corneal fue medido con SA-OCT por primera vez por Maldonado et al.^{10, 11} encontrando en este una herramienta útil en la valoración postoperatoria de forma no invasiva y de no contacto., Shemesh. et al.¹³ determinó que el SA-OCT tendía a sobrestimar las medidas del flap en pacientes operados de LASIK en comparación con técnicas de ultrabiomicroscopía (USG 50MHz). Sin embargo en el trabajo de Yan Li et al.²² se considera que la reproductibilidad del SA-OCT es equivalente a la del USG 50 MHz, antes y después del LASIK. En este estudio de Li et al., se demostró que el grosor central del flap en 24 ojos era de 143 ± 14 μm por SA-OCT, y de 131 ± 17 μm por ultrasonido una semana después de LASIK; en otro estudio Wang et al.²³ midieron el grosor del flap con SA-OCT y encontraron un engrosamiento de aproximadamente $5\mu\text{m}$, 1 mes después de LASIK cuando se comparaba contra la medición del primer día postoperatorio, sin embargo nuestro estudio no realizó seguimiento longitudinal. En términos de variabilidad intra observador no se encontró una diferencia entre las mediciones realizadas, sin embargo se observó que el desplazamiento tangencial de la herramienta “caliper” podía alterar de forma importante el espesor del flap, al automáticamente cambiar de una superficie de alta reflectividad a otra. En el estudio de Wirbelauer et al.¹⁹ se enfatiza que las mediciones del flap corneal realizadas por SA-OCT son significativamente sobreestimadas, en comparación con la realización de ultrasonido transoperatorio, fenómeno que no pudimos observar.

Conclusiones

Hay una alta variabilidad del flap corneal en relación a la profundidad esperada para cada microquerátomo, entre los cuales se encuentra con mejor correlación es el Moria 2 de 130 μm .

Los valores obtenidos para los ojos que fueron operados con el microquerátomo XP fueron consistentemente menores a los esperados para el flap.

La regularidad del flap no fue constante en las posiciones excéntricas teniendo mayor variabilidad en los ± 3.00 mm con el microquerátomo Moria 2.

El perfil de corte de los microquerátomos sigue una constante de mayor profundidad en los ojos izquierdos.

Se requiere ampliar la muestra pues contamos con una población limitada para realizar análisis estadístico.

No recomendamos el uso de SA-OCT en pacientes cuyo transquirúrgico curse sin complicaciones, exceptuando eventos adversos postquirúrgicos que pudiesen alterar la integridad y posición del flap, en cuyo caso una revisión oftalmológica detallada sería más rentable.

Anexos

Microquerátomo/placa	Grosor promedio
Moria 2 130 micras	137.5 micras
XP 120 micras	99.2micras
XP 140 micras	108.4micras
Hansatome 160 micras	120.7micras

Tabla 1: promedio de medición en el ápex por ambos ojos

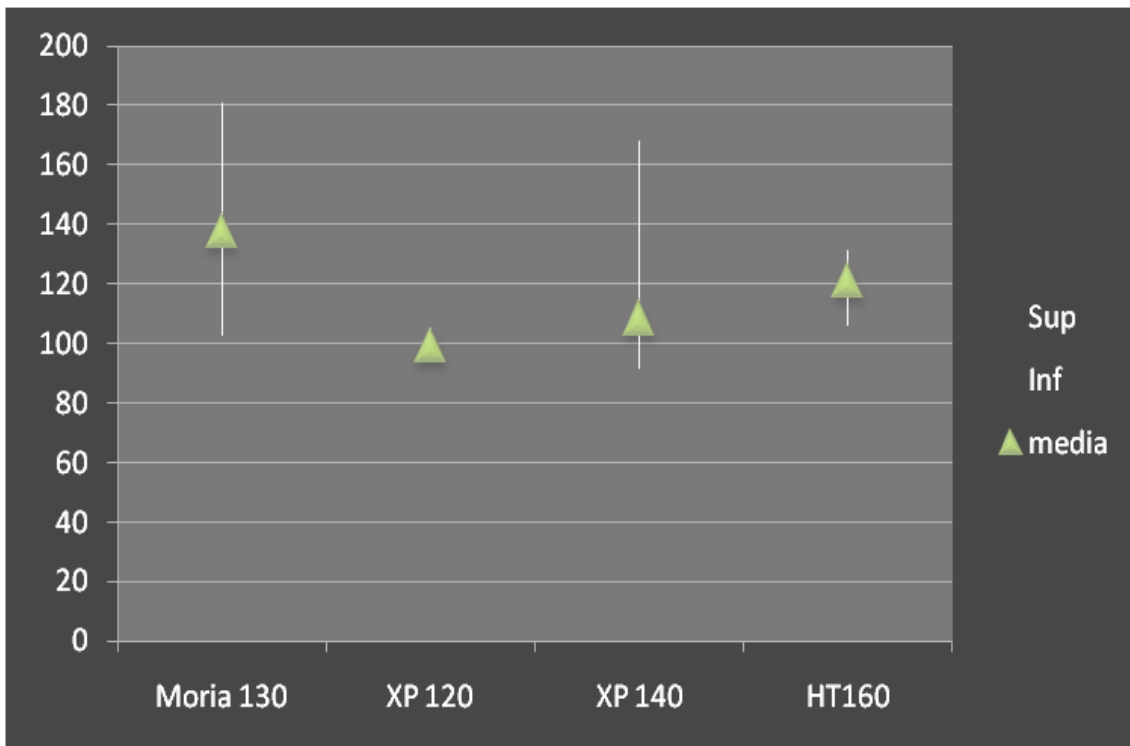


Figura 1: promedio y rangos del grosor central para cada microquerátomo.

Anexos

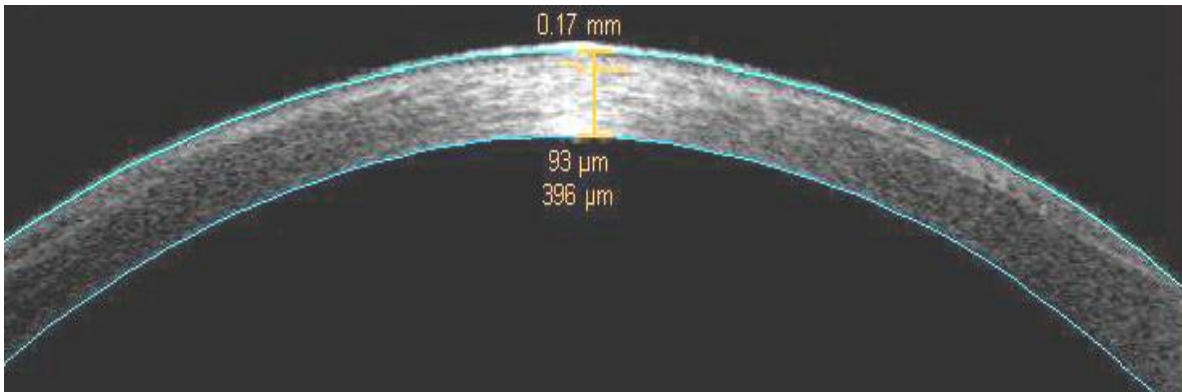


Imagen 1: Interfase de alta reflectividad en ojo derecho.

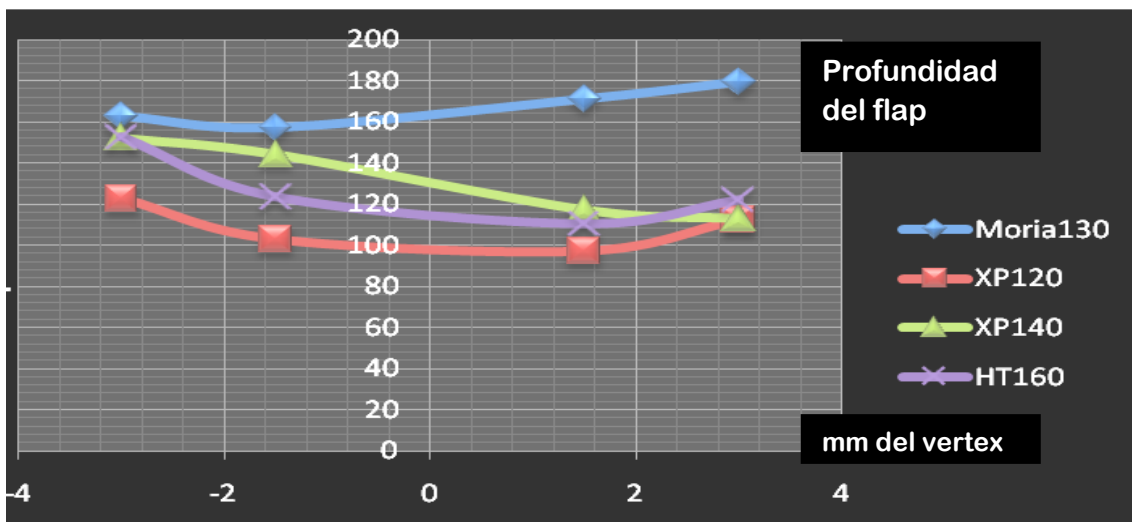


Figura 2: promedio de mediciones excéntricas realizadas en el ojo derecho para los diferentes microquerátomos a ± 1.5 mm. y ± 3 mm.

Anexos

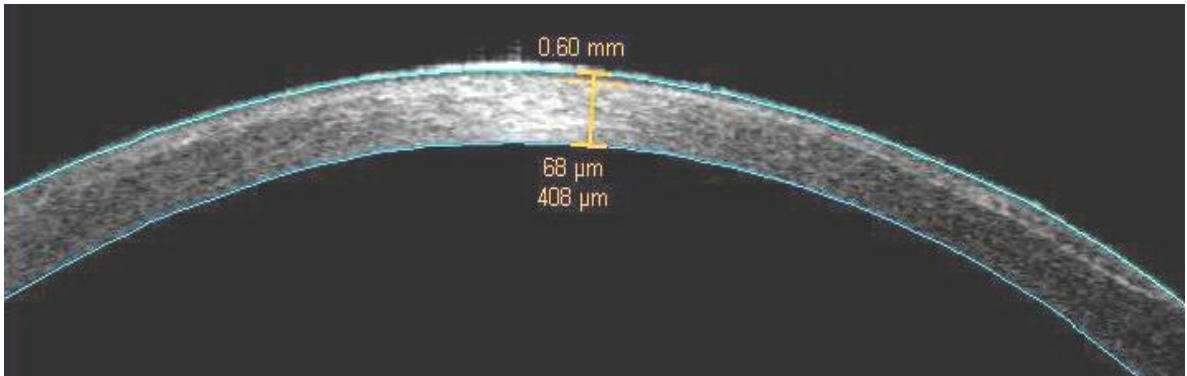


Imagen 2: interfase de baja reflectividad obtenida de un ojo izquierdo

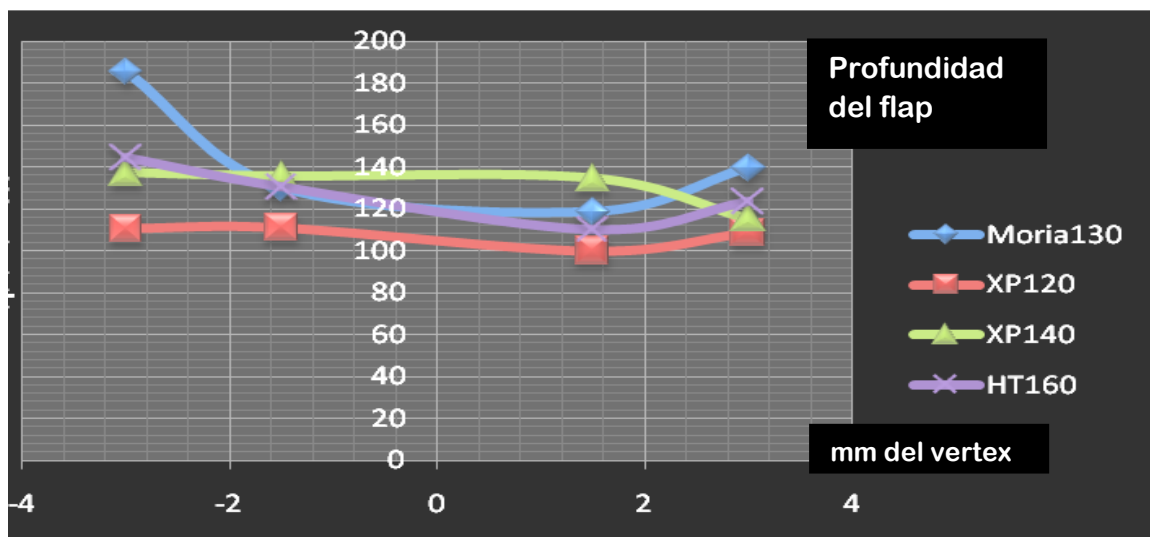


Figura 3: promedio de mediciones excéntricas realizadas en el ojo izquierdo para los diferentes microquerátomos a ± 1.5 mm. y ± 3 mm.

Anexos

	Moria 2	130 micras	XP	120 micras	XP	140 micras	Hansatome	160 micras
	OD	OI	OD	OI	OD	OI	OD	OI
-3.0 mm	162.73	185.59	122.32	185.51	153.39	137.32	152.72	144.65
-1.5 mm	157.24	130.32	103.67	130.01	144.43	135.66	123.58	130.85
+1.5 mm	171.76	118.45	117.33	118.69	117.73	134.86	110.54	110.03
+3.0 mm	179.28	139.56	113.95	139.52	113.09	115.89	122.00	123.05

Tabla 2: mediciones excéntricas del grosor del flap corneal obtenidas por SA-OCT para

los diferentes microquerátomos usados.

Bibliografía

1. Barraquer JI. Queratomileusis para la corrección de la miopía. Arch Soc Am Oftalmol Optom. 1964; 5: 27-48.
2. Barraquer José Ignacio . Basis of refractive keratoplasty. Arch. Soc. Amer. Oftal. Optom. 1967: 6-21.
3. Perry S. Binder, MD ; Patti HA. Kers; Refractive Keratoplasty.Microkeratome Evaluation. Arch Ophthalmol 1982; 100: 802-806.
4. Carriazo C, Barraquer M JI. Superior Hinge in Lasik (New Surgical technique) Arch Soc Am Oftal Optom 1996; 24: 358-354.
5. Barraquer C. The Microkeratome. In the book Lasik Principles and Techniques edited by Lucio Buratto and Stephen F. Brint. 1998 Chapter 12:167-174. Slack Incorporated.
6. Buratto L. Brint S., Ferrari M.; Keratomileusis. In the book Lasik Principles and Techniques edited by Lucio Buratto and Stephen F. Brint. 1998 Chapter 2: 9-14.Slack Incorporated.
7. Lucio Burato, Stephen Brint; LASIK. Surgical Techniques And Complications. Slack Incorporated; 1998.
8. Roberto Albertazzi, Virgilio Centurion; La Moderna Cirugia Refractiva. Quilmes, Buenos Aires Argentina; 1999.
9. Doane JF, Slade S., Updegraf S. Microkeratomes; LASIK edited by Ioannis Paliikaris and Dimitrios S. Siganos 1998 Chapter 10: 107-117. Slack Incorporated.
10. Maldonado MJ, Juberias JR, Rodriguez-Conde R. Corneal flap thickness and tissue laser ablation in myopic LASIK. *Ophthalmology*. 2002; 109: 1042–1043.
11. Maldonado MJ, Ruiz-Oblitas L, Munuera JM, et al. Optical coherence tomography evaluation of the corneal cap and stromal bed features after laser *in situ* keratomileusis for high myopia and astigmatism. *Ophthalmology*. 2000; 107: 81–87
12. Durairaj VD, Balentine J, Kouyoumdjian G, et al. The predictability of corneal flap thickness and tissue laser ablation in laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology*. 2000; 107: 2140–2143.
13. Shemesh G, Dotan G, Lipshitz I. Predictability of corneal flap thickness in laser in situ keratomileusis using three different microkeratomes. *J Refract Surg*. 2002;18:S347–S351.
14. Ucakhan OO. Corneal flap thickness in laser in situ keratomileusis using the summit Krumeich-Barraquer microkeratome. *J Cataract Refract Surg*. 2002; 28: 798–804.

15. Genth U, Mrochen M, Walti R, Salaheldine MM, Seiler T. Optical low coherence reflectometry for noncontact measurements of flap thickness during laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology*. 2002; 109:973–978
16. Muallem MS, Yoo SH, Romano AC, Marangon FB, Schiffman JC, Culbertson WW. Flap and stromal bed thickness in laser in situ keratomileusis enhancement. *J Cataract Refract Surg*. 2004; 30: 2295-2302.
17. Flanagan G, Binder PS. Estimating residual stromal thickness before and after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*. 2003; 29: 1674-1683.
18. Visante Operation Manual. Jena, Germany: Carl Zeiss Meditec; 2006:Appendix D-6:158.
19. Wirbelauer C, Pham DT. Monitoring corneal structures with slit lamp-adapted optical coherence tomography in laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*. 2004; 30: 1851-1860.
20. Nagy ZZ, Resch M, Süveges I. Ultrasound evaluation of flap thickness, ablation depth, and corneal edema after laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg*. 2004; 20: 279-281.
21. Dawson DG, Holley GP, Geroski DH, Waring GO III, Grossniklaus HE, Edelhauser HF. Ex vivo confocal microscopy of human LASIK corneas with histologic and ultrastructural correlation. *Ophthalmology*. 2005; 112: 634-644.
22. Li Y, Netto MV, Shekhar R, Krueger RR, Huang D. A longitudinal study of LASIK flap thickness and stromal thickness with high-speed optical coherence tomography. *Ophthalmology*. 2007; 114: 1124-1132.
23. Wang J, Thomas J, Cox I, Rollins A. Noncontact measurements of central corneal epithelial and flap thickness after laser in situ keratomileusis. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2004; 45: 1812-1816.